

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平4-241839

(43)公開日 平成4年(1992)8月28日

(51)Int.Cl. <sup>6</sup>	識別記号	序内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 5/055				
G 0 1 R 33/48				
G 0 6 F 15/62	3 9 0 C	8526-5L		
		7831-4C	A 6 1 B 5/05	3 8 0
		7831-4C		3 7 6

審査請求 未請求 請求項の数1(全6頁) 最終頁に続く

(21)出願番号 特願平3-12813

(22)出願日 平成3年(1991)1月8日

(71)出願人 000005234  
富士電機株式会社  
神奈川県川崎市川崎区田辺新田1番1号  
(71)出願人 000237156  
富士ファコム制御株式会社  
東京都日野市富士町1番地  
(72)発明者 福田 和彦  
東京都日野市富士町1番地 富士ファコム  
制御株式会社内  
(72)発明者 清水 晃  
東京都日野市富士町1番地 富士ファコム  
ソフトウエア開発株式会社内  
(74)代理人 弁理士 森田 雄一

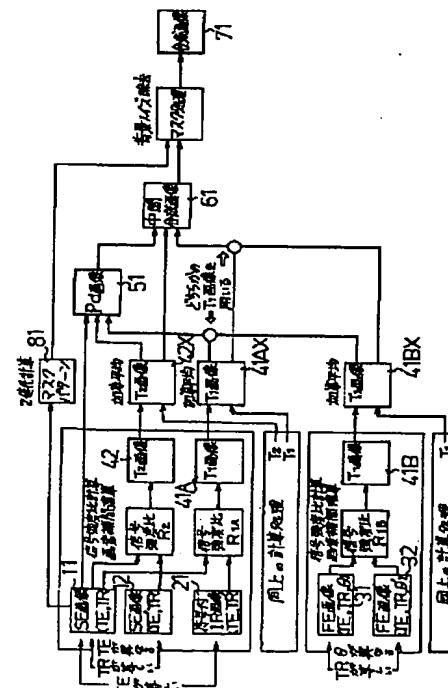
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 MRI 画像処理方法

(57)【要約】

【目的】 MRI装置の合成画像処理において、実際の撮像では実現不可能な条件での合成画像を短時間で作成可能とする。

【構成】 複数の画像に基づく信号強度比  $R_{1A}$ ,  $R_{1B}$ ,  $R_2$  から  $T_1$  画像 4 1 AX 又は 4 1 BX,  $T_2$  画像 4 2 X を得る。これらと SE 画像 1 1 に基づき P 画像 5 1 を得、 $T_1$  画像 4 1 AX 又は 4 1 BX,  $T_2$  画像 4 2 X と共に最終的な合成画像 7 1 を作成する際に、画像パラメータ  $P$ ,  $T_1$ ,  $T_2$  等の重み付けを可変とすることにより、任意の撮像条件を計算機上で実現する。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 磁気共鳴イメージング装置により一定条件下で撮像した複数枚の画像群から、画像を構成するパラメータとしての縦磁化緩和時間 $T_1$ 、横磁化緩和時間 $T_2$ 及びプロトン密度 $P$ を求め、これらの $T_1$ 、 $T_2$ 、 $P$ と別のパラメータとしてのエコー時間 $TE$ 及び繰返し時間 $TR$ とに基づいて計算により合成画像を生成するMR I画像処理方法において、前記各パラメータ $T_1$ 、 $T_2$ 、 $P$ 、 $TE$ 、 $TR$ の合成画像に対する重み付けを可変として任意に撮像条件を変更することにより合成画像を生成することを特徴とするMR I画像処理方法。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は、医療用の磁気共鳴イメージング(MRI)装置(以下、必要に応じて単にMRIという)において、新たに画像を撮像(スキャン)することなく、既に撮像された一定条件下での複数枚の画像群から、計算機上で新たな合成画像を生成するための画像処理方法に関する。

## 【0002】

【従来の技術】 従来、MRIにおいて画像に含まれるパラメータとしては、単位面積当たりの共鳴にあずかる水素原子核の数に相当する $P$ (水素原子核(プロトン)密度)や、スピンの動き易さないし置かれた環境を反映する $T_1$ (縦磁化緩和時間)及び $T_2$ (横磁化緩和時間)、 $V$ (流速)、 $TE$ (エコー時間)、 $TR$ (繰返し時間)等、数多く存在し、MRIで撮像した画像は上記パラメータの組合せ方により臨床的に持つ意味が変わってくる。このため、実際のルーチン検査においても各パラメータを様々に変えながら多くの画像を撮像せざるを得ない。更に、MRIは一般的に他のイメージング装置(例えばX線CT等)に比べて撮像時間が長いため、上記のように臨床検査において複数のパラメータを組合せて多くの撮像を繰り返すことは、検査時間の増大を招くばかりでなく、患者にとっての負担も増すことになる。一方、MRIにより撮像する場合、装置の物理的な制約、例えばマグネット、電源、高周波装置、コンピュータ等の切替時間の制約等により、各パラメータの範囲には、実際に撮像できる限界が存在する。従って、各パラメータの持つ物理的な意味から有効と思われる撮像パラメータの組合せ(例えばエコー時間 $TE$ や繰返し時間 $TR$ の組合せ)によっては、实际上、撮像できないもののが出てくる場合があり、このような場合は実際の撮像手法では画像化することができなかった。

【0003】 このような場合、従来のMRIでは「合成画像処理(Synthetic Imaging)」と呼ばれる手法により、実際に撮像することなく計算機上で人工的に新しい画像を生成することが行なわれている。すなわち、上記合成画像処理は、実際に撮像した複数の画像群の画素濃度値からMRI信号強度式に従って各パラメータの空間

分布画像( $P$ 画像、 $T_1$ 画像、 $T_2$ 画像)を計算する(これらは計算画像と呼ばれる)と共に、これらの計算画像に対しエコー時間 $TE$ 及び繰返し時間 $TR$ を任意に与え、MRI信号強度式に従って再度、新しい画像を生成する方法である。

## 【0004】

【発明が解決しようとする課題】 しかし、一般にMRI画像は元々画像に含まれるノイズが多いため、単に $P$ 画像、 $T_1$ 画像、 $T_2$ 画像からMRI信号強度式に従って生成した合成画像は一般に実際に撮像した画像に比べてノイズが一層増大した画像になることが多い。また、合成画像を生成するための演算時間もかなりかかるため、実際のルーチン検査に用いるには問題が多かった。更に、 $P$ 画像、 $T_1$ 画像、 $T_2$ 画像に基づき合成する画像の計算式としてMRI信号強度式をそのまま使用しているため、 $T_1$ 強調、 $T_2$ 強調の重み付けを任意に変えることができないという問題があった。

【0005】 本発明は、上記問題点を解決するためになされたもので、その目的とするところは、上記従来の合成画像処理手法を改善し、ノイズがより少なく臨床的に有効な合成画像を短時間で得ることができるMRI画像処理方法を提供することにある。

## 【0006】

【課題を解決するための手段】 上記目的を達成するため、本発明は、磁気共鳴イメージング装置により一定条件下で撮像した複数枚の画像群から、画像を構成するパラメータとしての縦磁化緩和時間 $T_1$ 、横磁化緩和時間 $T_2$ 及びプロトン密度 $P$ を求め、これらの $T_1$ 、 $T_2$ 、 $P$ と別のパラメータであるエコー時間 $TE$ 及び繰返し時間 $TR$ とに基づいて計算により合成画像を生成するMRI画像処理方法において、前記各パラメータ $T_1$ 、 $T_2$ 、 $P$ 、 $TE$ 、 $TR$ の合成画像に対する重み付けを可変として任意に撮像条件を変更することにより合成画像を生成するものである。

## 【0007】

【作用】 本発明によれば、MRI画像の各パラメータの相関関係に自由度を持たせ、任意に $T_1$ 強調、 $T_2$ 強調等の重み付けが可能な合成画像を作成することができる。すなわち、画像パラメータ $P$ 、 $T_1$ 、 $T_2$ 、 $TE$ 、 $TR$ に基づく合成画像の演算式における重み付けパラメータを多数持ち、これらを所定の範囲で可変とすることにより、実際の撮像で制約される $P$ 、 $T_1$ 、 $T_2$ 、 $TE$ 、 $TR$ の値に縛られない任意の合成画像が作成可能となる。例えば実際の撮像では、 $T_1$ と $T_2$ とは負の相間にあり、 $TE$ 、 $TR$ は正の値でなければならないが、本発明によれば、これらの制約に関わりなく対象組織の特徴に応じた合成画像を人工的に作成することができる。また、 $T_1$ 画像を、変換表の折線近似により信号強度比に対応する $T_1$ を探索することによって作成すれば、合成画像を演算する過程で最も時間がかかる $T_1$ 演算の短縮化が可

能になり、全体として合成画像の作成時間を大幅に短縮することができる。更に、異常画素の補間や背景ノイズの除去等の補正処理を行うことにより、画像演算過程におけるノイズの発生を極力抑え、合成画像のS/N比を向上させることができる。

## 【0008】

【実施例】以下、図に沿って本発明の実施例を説明する。まず、図1はこの実施例における画像処理の流れを示している。本実施例において、まず、合成画像を作成するために予め撮像しておく画像群とその条件は以下に示すとおりである。①繰返し時間TRが等しくエコー時間TEが異なる2つのスピンドルエコー(SE)画像11, 12の組。ここでSE画像とは、スピンドルエコー法により原子核の核スピンを90°傾けるように共鳴させたときの画像であり、スピンドル密度及びTEを反映している。②エコー時間TEが等しいSE画像11とインバージョンリカバリ(IR)画像21との組。ここでIR画像とは、反転回復法により原子核の核スピンを180°反転させるように共鳴させたときの画像であり、T1が強調されている。③スピンドルの回転角度が異なる2つのフィールドエコー(FE)画像31, 32の組。ここで、FE画像とはスピンドル密度及びT1が反映されている画像である。

【0009】この実施例においては、上記①における2つのSE画像11, 12の組について各画像の画像信号強度 $I_{SE}$ ,  $I_{SE}'$ から信号強度比 $R_2$ を算出し、これに基づいてT2画像を演算する。また、上記②におけるSE画像11とIR画像21の組について各画像の画像信号強度 $I_{SE}$ ,  $I_{IR}$ から信号強度比 $R_{1A}$ を算出し、これに基づいてT1画像を演算するか、あるいは、上記③におけるFE画像31, 32の組について各画像の画像信号強度 $I_{FE}$ ,  $I_{FE}'$ から信号強度比 $R_{1B}$ を算出し、これに基づいてT1画像を演算する。ここで各画像の信号強度を、各々のパラメータに応じて $I_{SE}(TE, TR)$ ,  $I_{SE}'(TE', TR)$ ,  $I_{IR}(TE, TR', TI)$ ,  $I_{FE}(TE, TR, \theta)$ ,  $I_{FE}'(TE, TR, \theta')$ と表すものとする。なお、各パラメータにおいてTE'はSE画像12のエコー時間、TR'はIR画像21の繰返し時間、 $\theta'$ はFE画像32のスピンドル回転角度、TIは反転時間である。

【0010】次に、T1画像演算のための前記信号強度比 $R_{1A}$ は、次の数式1により算出するものとする。但し、 $R_{1A}$ が負の値になった場合(異常画素の場合)は、後述する画素の補間を行なう。

$$R_{1A} = \frac{2 \cdot \exp(-TR/T_1) - \exp(-TR'/T_1) - \exp(-TR''/T_1)}{1 - \exp(-TR/T_1)}$$

【0024】また、2つのFE画像31, 32に基づく信号強度比 $R_{1B}$ を用いる場合には、次の数式9に従って計算する。

## 【0025】

## \* 【0011】

$$【数1】 R_{1A} = (I_{SE} - I_{IR}) / I_{SE}$$

【0012】また、同じくT1計算画像のための前記信号強度比 $R_{1B}$ は、次の数式2により算出するものとする。

## 【0013】

## 【数2】

$$R_{1B} = (\sin \theta / \sin \theta') \cdot (I_{FE}' / I_{FE})$$

【0014】次に、T2画像演算のための前記信号強度比 $R_2$ は、次の数式3により算出するものとする。但し、 $R_2$ が負の値になった場合(異常画素の場合)は、後述する画素の補間を行なう。

## 【0015】

$$【数3】 R_2 = I_{SE} / I_{SE}'$$

【0016】次いで、画素の補間方法について説明する。基本的には、図2に示すように対象画素(e(異常画素))に隣接する8近傍画素からの線形補間により、対象とする異常画素の値を求める。ここで、対象画素c、8近傍画素a~d, f~iの画素値をそのままe, a~d, f~iとすると、対象画素の画素値eは次の数式4で表される。

## 【0017】

$$【数4】 e = (a + b + c + d + f + g + h + i) / 8$$

【0018】また、図3のように対象画素eの8近傍画素中に異常画素(図中、●にて示す)がある場合や、図4のように対象画素eが縁にあつたり図5のように角にあって8近傍画素の一部が欠ける場合には、それぞれ残りの画素により以下の数式5、数式6、数式7を各々用いて補間する。

## 【0019】

## 【数5】

$$e = (a + b + f + g + h + i) / 6$$

## 【0020】

$$【数6】 e = (d + f + g + h + i) / 5$$

## 【0021】

$$【数7】 e = (f + h + i) / 3$$

【0022】次に、T1画像の計算方法について説明する。まず、SE画像11及びIR画像21に基づく信号強度比 $R_{1A}$ を用いる場合には、次の数式8に従って計算する。

## 【0023】

## 【数8】

## 【数9】

$$R_{1B} = \frac{1 - \cos \theta \cdot \exp(-TR/T_1)}{1 - \cos \theta' \cdot \exp(-TR/T_1)}$$

【0026】但し、上記の数式8又は数式9から $T_1$ を一義的に求めることはできないので、上記数式に基づいて $R_{1,A}$ 、 $R_{1,B}$ と $T_1$ との変換表を作成し、この変換表から $T_1$ を探索する。この変換表は、例えば引数に対応させた $T_1$ をn等分し、それぞれの $T_1$ と信号強度比との対応関係を表にしたものであり、この変換表の $T_1$ 及び信号強度比からなる座標を折線近似したグラフに基づき信号強度比に対応する $T_1$ を求めるものである。なお、図6は変換表に基づく $R_{1,A}$ または $R_{1,B}$ と $T_1$ との関係を折線近似したグラフであり、小さなプロット(・)は変換値、大きなプロット(●)は折線近似式上の値、また、sは変換表のサイズを示している。このような手法により、図1に示すように信号強度比 $R_{1,A}$ 、 $R_{1,B}$ に基づいて $T_1$ 画像41A、41Bを計算する。

【0027】次に、2つのSE画像11、12に基づく信号強度比 $R_2$ に従って $T_2$ 画像42を計算するには、以\*

$$P = I_{SE} / \{1 - \exp(-TR/T_1)\} \cdot \exp(TE/T_2)$$

【0032】そして、このP画像51と2つの $T_1$ 画像41AX、41BXのうちの何れか一方と $T_2$ 画像42Xとを用いて、以下の数式12、数式13、数式14により中間合成画像61としてのSE合成画像、IR合成画像、FE合成画像をそれぞれ計算する。なお、数式1-2において合成画像の重み付けパラメータであるp、q、j、m、nは、 $0 < p, q < 1$ 、並びに、 $0 < j, m, n < 1$ の関係にある。更に、数式13、数式14に※

$$I_{SE} = P_a \cdot \{1 - \exp(-p \cdot TR/T_1)\}^a \cdot \{\exp(-q \cdot TE/T_2)\}^q$$

【0034】

$$I_{IR} = P_a \cdot \{1 - 2 \cdot \exp(-r \cdot TI/T_1) + \exp(-p \cdot TR/T_1)\}^r \cdot \{\exp(-q \cdot TE/T_2)\}^q$$

【0035】

【数14】

$$I_{FE} = k \cdot P_a \cdot \exp(-q \cdot TE/T_2) \cdot \{\sin \theta \cdot \{1 - \exp(-p \cdot TR/T_1)\}\}^p \cdot \{1 - \cos \theta \cdot \exp(-p \cdot TR/T_1)\}^p$$

【0036】こうして計算された中間合成画像61に対し、次にマスク処理を行って背景ノイズを除去する。すなわち、人体の断層画像以外の背景部分(周囲の空気の部分であるからAir Scanともいう)は、上記合成画像の計算過程により背景としての画素値から外れる部分が多くなり、診断上好ましくないため、所定のしきい値によって画像を2値化したマスクパターン81により背景ノイズを除去する。なお、この背景ノイズの除去方法は本発明の要旨ではないため、詳述を省略するが、本出願人による特願平2-307876号に詳しく述べてある。以上のようにして、SE画像、IR画像及びFE画

\* 下の数式10を用いる。なお、この数式10において $n$ は自然対数である。また、 $TE' > TE$ を条件とする。

【0028】

$$【数10】 T_2 = (TE' - TE) / 1n (R_2)$$

【0029】なお、これらの $T_1$ 画像及び $T_2$ 画像はSE画像、IR画像及びFE画像からなる複数枚の画像群に基づいて計算し、各々加重平均を求めて図1に示すように最終的な $T_1$ 画像41AX、41BX及び $T_2$ 画像42Xを算出する。

【0030】次に、P画像51を、SE画像11と、2つの $T_1$ 画像41AX、41BXのうちの何れか一方と、 $T_2$ 画像42Xとを用いて、以下の数式11により計算する。

【0031】

【数11】

※において合成画像の重み付けパラメータであるp、q、r、j、m、nは、 $0 < p, q, r < 1$ 、並びに、 $0 < j, m, n < 1$ の関係にある。これらの重み付けパラメータは上述した範囲内で任意に変更することができ、これによって任意の撮像条件を得ることができる。

【0033】

【数12】

像等の複数枚の画像群から、最終的な合成画像71を得ることができる。

【0037】

【発明の効果】以上のように本発明によれば、画像パラメータ $T_1$ 、 $T_2$ 、P、TE、TRの合成画像に対する重み付けを可変として任意に撮像条件を変更するものであるため、いわゆるshort SE画像のような $T_1$ 強調画像からlong SE画像のような $T_2$ 強調画像を精度よく作成することができる。これにより、スキャン時間が比較的長くかかる $T_2$ 強調画像を人工的に合成することができる。また、実際の撮像では物理的にスキャンできない条件、例えばエコー時間TEが非常に短い場合や繰返し時間TRが非常に長い場合等における画像での組織の変化を見たい場合には、撮像条件を計算機上で変えることで目的とする画像を人工的かつ簡単に合成することができる。

【0038】また、一般にMR I画像は、例えばSE画像の場合、 $T_1$ が増加することによる画素濃度値の増減と、 $T_2$ が増加することによる画素濃度値の増減とが反

比例しており、従って濃度値から見ると、 $T_1$ と $T_2$ の効果が相殺されることになる。すなわち、 $\partial D / \partial T_1$ と $\partial D / \partial T_2$  ( $D$ は画像濃度値) とが負の相関をもつているところを、本発明によって正の相間に変更した合成画像を作成することにより、 $T_1$ と $T_2$ との相間効果が画像の濃度値に正確に現れるようになることができる。

【0039】このように本発明によれば、ノイズが少なく所望の撮像条件による臨床的に有効な合成画像を、極めて短時間のうちに人工的に作成することができるものである。

## 【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施例における全体の処理の流れを示す図である。

## 【図2】画素の補間方法の説明図である。

【図3】画素の補間方法の説明図である。

【図4】画素の補間方法の説明図である。

【図5】画素の補間方法の説明図である。

【図6】 $T_1$ 計算方法の説明図である。

## 【符号の説明】

11, 12 SE画像

21 IR画像

31, 32 FE画像

41A, 41B, 41AX, 41BX  $T_1$ 画像

42, 42X  $T_2$ 画像

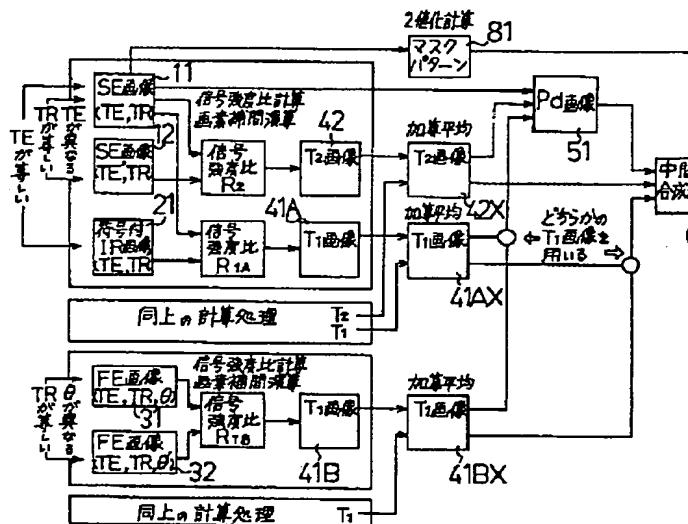
51 P 画像

61 中間合成画像

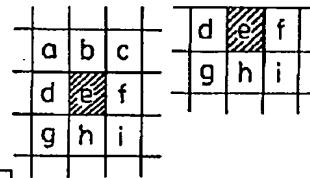
71 合成画像

81 マスクパターン

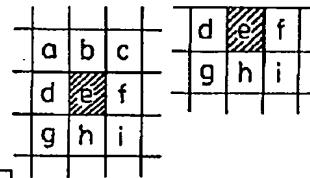
【図1】



【図2】

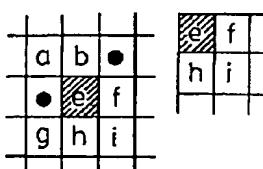


【図4】

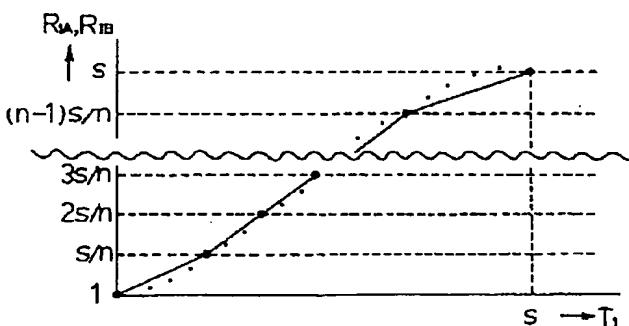


【図3】

【図5】



【図6】



フロントページの続き

(51) Int. Cl.<sup>5</sup>

識別記号

庁内整理番号

9118-2J

F I

G 01 N 24/08

技術表示箇所

Y

(72) 発明者 飯野 光俊

川崎市川崎区田辺新田1番1号 富士電機

株式会社内